

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-350715

(43)Date of publication of application : 19.12.2000

(51)Int.Cl.

A61B 5/055
G01R 33/48

(21)Application number : 2000-152885

(71)Applicant : SIEMENS AG

(22)Date of filing : 24.05.2000

(72)Inventor : LAUB GERHARD

(30)Priority

Priority number : 99 19924448

Priority date : 28.05.1999

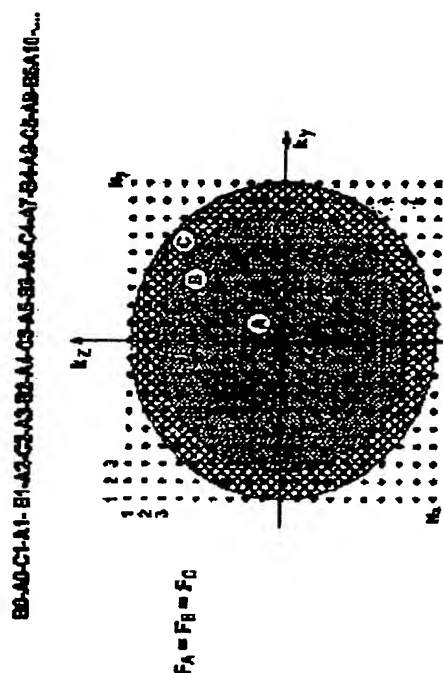
Priority country : DE

(54) METHOD FOR OBTAINING THREE-DIMENSIONAL RECORD TIME AND POSITION RESOLVED BY MAGNETIC RESONANCE AND APPARATUS FOR PRACTICING THIS METHOD

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve position and/or time resolution of measurement by deciding the time order so as to catch the central segments more frequently than the outside segments in k-shape for different combination of phase coding.

SOLUTION: The areas of segments A, B and C are all equal. The measurement order corresponding to individual segment is that the data for the center are measured with a frequency double the data for outside segment B and C. The symmetry of k-shape division better fits the object to be taken in the ring-form segmentation. For instance, when the object is a blood vessel with a longitudinal direction along the read-out gradient, the cross-section of the blood vessel positions within both phase coding gradient planes. The cross-section of the blood vessel is described by a circular plane for the first approximation, and segmentation of the ring-form k-shape enables diffused state of diffused medium and practice of 3D measurement. Thus, an optimum relation of time and position resolution is obtained.



【請求項1】 磁気共鳴により時間および位置分解され、三次元データを得得する方法において、
（1）核スピンを励起する過程と、

- 1) 位相コデーディング分配 G_y , G_z を有する第1および第2の方向 (y , z) に依スピンを位相コデーディング過程と、

）第3の方向の読出し公配 G_x のドではスピンを読出し過程とを含み、また

- セグメント (A ~ C) に分割された三次元の空間をカバーするため三次元のデータコードを導出するた
第1および第2の方向 (y, z) に位置コーディング
相関性を組み合わせにより過程 a) なし c) を繰り返
す過程を含み、その際セグメント (A ~ C) は中央の
軸向のセグメントと、その周りに配置されている中空
筒状のセグメントとを含んでおり、それらの長手軸線
と出し勾配の方向に位置しており、

相異なる時間セクションに対応付けられている多くの三次元のデータレコードを取得するための過程 μ (ないし ν) を繰り返す過程を含み、その経過過程 μ (ないし ν) による位相 μ (ないし ν) の相異なる組み合わせは、その時間的な字を、

空間の中央のセグメント (A) が外側のセグメント (B, C) よりも頻繁に補正されるように決定することによって、磁気共鳴により時間および位置分解されたデータのデコードを得得する方法。

- 請求項2】 時間セグメンションの1つに対して中央のセグメント(A)の外側のセグメント(B、C)の1つに重畳を割り当て、その際に内周線を、時間的に中央の

ゲームント (A) の時間セクションの周りに位置しているデータレコードから形成することを特徴とする請求項 1 記載の方法。

- 請求項3】全てのセグメント(A, B, C)が等しい黄面を行することを特徴とする請求項1または2記述の方法。

【請求項4】 三次元の空間のはじめの二つの面を調

- 求める) 二次元の空間のはば四分の一のみを測
ることを特徴とする請求項1ないしの1つ記載の

【請求項1】 測定を撮影測定の直後に行うことを特徴とする請求項1ないし5の1つ記載の方法。

- は米田ノ一様り返し調定により、電影機のダイナミクスな広がりを見察することと特徴とする請求項に記載方法。

請求項8】 MR血管造影法に使用することを特徴と
請求項9】 MRトモグラフィ装置において

- “211工程”

b) 読出し勾配および2つの位相コーディング勾配を切り換えるための勾配システムと、

- (d) 核共鳴信号から像を三次元の k 空間に相応して再構成する際に核共鳴信号を走査しかつ記憶するための信号

c) 幻配システムを位相コーディングに関して、複素鳴

- 補正されるように説明する。この調停設置
を念含んでおり、前記セグメントは中央の円筒状のセグ
メントと、その周りに配置されている中空円筒状のセグ
メントとを含み、それらの長手軸線は突出し孔の方向
に位置し、かつその際にも空間の中央に位置する様形鳴
き器 (S) が中央の外側の様形鳴き器よりも密接に補正
されることを特徴とする MTRトモグラフィ装置。
- 【発明の詳細な説明】

【発明の属する技術分野】 本発明は、電気伝導により時
明および位置分解された、次元のデータコードを取得
する方法およびこの方法を実施するための装置に関する

【0002】 従来の技術】血管の表示（血管造影）は、現在、ますますMR技術により行われるようになってきた。そのた

- 二、血液のT₁時間の短縮に通ずるMR造影剤（例えば

引に注入される。検査は、造影剤が特定の動脈内に位置すると、直ちに実行される。通常の造影剤の量および2

- た。例えば、造影剤が検査すべき血管部分に流れるときに行わなければならない。例

ばは造影剤が、観察窓の中に位置する静脈または組織の
に既に拡張してしまっているならば、血管造影検査に
づぐく診断は著しく困難になる。MR測定の本래な時間

- な同調は、なにかんずく造影剤の注入が開始されてから
 査すべき血管部分に造影剤が見れるまでの時間（通過
 間とも呼ばれる）が検査すべき血管部分に応じて変化

、また患者毎に異なっているのです。決して簡単ではな
、従って造影剤の注入と測定との間に固定的な時間差
設けることはできず、測定時点を個々の検査に合わせ

- ければならない。これらの関係は例えば米國特許第417,213号、第5,553,619号、第5,579,767号および5,590,651号明細書に於て示されてゐる。

せるために、下記の方法の一つが一般に実行されてき

- ・ 特定の血管部分に対する平均的な通過時間がどの程度であるかを通過時間に関する事前情報経験に基づいて

(19)日本國特許(JP)

(11)特許出願公開番号
特開2000-35071A
(P2000-350715A)

(43)公開日 平成12年12月19日(2000.12.19)

| 識別記号 | F I | チロ-ド [*] (参考) |
|-------------------------|--------------|------------------------|
| (5)Int.Cl. [*] | | |
| A 61 B 5/055 | A 61 B 5/05 | 311 |
| G 01 R 33/48 | | 372 |
| | | 383 |
| | G 01 N 24/08 | 510 Y |

審査請求 未請求 請求項の置 9 OL (全 8 頁)

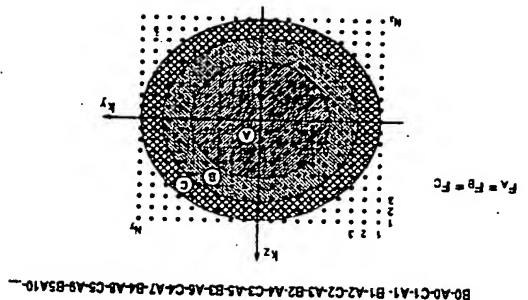
| | | | |
|------------|------------------------------|------------------------|-----------|
| 21) 出願者 | 特願2000-152855 (P2000-152855) | (71) 出願人 | 390039413 |
| 22) 出願日 | 平成12年5月24日 (2000.5.24) | シーメンス アクチエンゲゼルシャフト | |
| 31) 優先権主張国 | 1992.4.4 8.0 | SIEMENS AKTIENGESSEL | |
| 32) 優先日 | 平成11年5月28日 (1999.5.28) | LSCHAFIT | |
| 33) 優先権主張国 | ドイツ (DE) | ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン | |
| | | ン ヴィッテルスバッハーブラッツ 2 | |
| | | ドイツ ゲルハルト ラウブ | |
| | | ドイツ連邦共和国 91052 エルランゲン | |
| | | シュューシュトラーク 29 | |
| | | (74) 代理人 | 100075166 |
| | | 弁理士 | 山口 肇 |

54) 【発明の名称】
研究共鳴により時間および位置分解された三次元のデータレコードを取得する方法およびこの方法を実施するための装置

【摘要】(2)

【要旨】 磁気共鳴により時間および位置分解された三元のデータレコードを取得する方法において、特にM血管造影法を実行する際の位置／時間分解能を改善す

解決手段] 三次元のk空間が、位相:コーディング方にリング状のセグメント(A~C)に分割される。位相:コーディングステップは、その時間的順序を、k空間の中央のセグメントAが外部のセグメントB、Cより頻繁に抽選されるように決定する。



要を示す線図。

【図4】従来方法におけるセグメントへのk空間の分割の概要を示す線図。

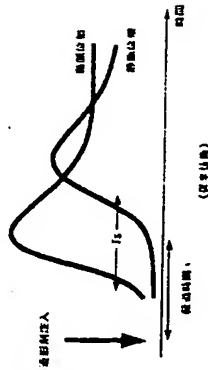
【図5】測定順は各々異なるk空間の測定値にわたる内側のリング状のセグメント化を示す線図。

【図6】測定順は各々異なるk空間の測定値にわたる内側のリング状のセグメント化を示す線図。

【図7】内側を記入されている同一のセグメント化を示す線図。

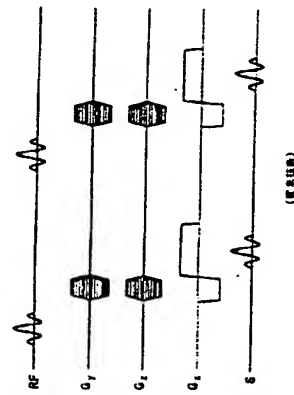
【図8】k空間の上半分のみが記入される方法を示す線図。

【図1】



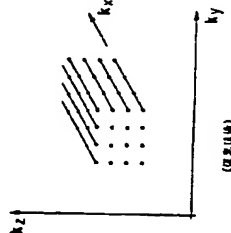
【図2】

【図3】

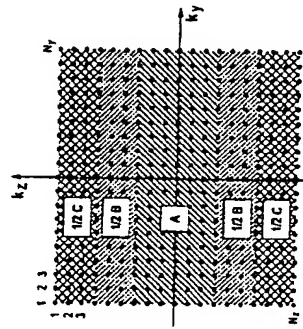


【図4】

【図5】



【図6】



【図7】

グメントに分割することは知られている。これらのセグメントを、図4中にx-y断面で示す。中央のセグメントには参照符号Aを付してある。上側および下側、それぞれセグメントとしてセグメントCの両方の半部分が線に、それぞれセグメントBの半部分が線に、最後に、セグメントA、BおよびCは、例えば同一の体積を有している。

【0025】位相コーディングGy、Gzの相応の設定により、セグメントのどれに後続の核共鳴信号から取得される測定値を対応付けるかが決定される。図5は、第1の行の中に、例えば個々のセグメントへの測定値の対応付けのための順序を示す。セグメント表示A、B、Cに続く数字により、その際の当該セグメント中の各測定値が示されている。この図から認識されるように、中央のセグメントAでの測定は、外側のセグメントBおよびC中での測定に比べて2倍の頻度で測定される。その際、像コンストラクトは本質的にk空間の中央により決定され、より低い頻度でしか測定されない外側の範囲は、像の印象にはほとんど影響しないという事実を利用する。

【0026】図5の下欄には、どのように測定値が5つの相関したデータマトリックスに対応付けられるかの概要を示す。生データマトリックスは、測定A1ないしA5を形成する。セグメントBおよびCに対する測定値は、セグメントAに対する相応の測定値よりも時間的に前または後に得られるので、ここにセグメントBおよびCの中で先に測定された測定値および後に測定された測定値からの内挿が実行される。例えば図5の第1行の中で測定A1の時点を観察すると、測定B1は測定A1の前の第3の測定であり、また測定B1は測定A1にすぐ続く測定であることが認識される。従って測定値B1は、その測定A1への時間的間隔に相応して重み付けされる。即ちB1は1/4により、またB1は3/4により重み付けされる。セグメントBおよびCに対する全ての他の測定値についても、相応に振る舞われる。

【0027】この形式のセグメント化は、確かに実行すべき測定回数の異なる減少に通ずるが、それは次の欠点を有する。即ち、yおよびx方向の位置/時間分解能は減少する。即ち、x方向の位置/時間分解能は減少する。観察すべき血管がyまたはx方向に位置しているならば、このことは実際上欠点を意味しない。しかし観察すべき血管がそれに対して斜めにまたはx方向に位置しているならば、位置/時間分解能は正に、それが最も多用される方向で減ぜられる。従ってこの方法の質は、観察すべき血管がセグメント化の方向に關してどの方向に位置しているかに強く依存している。この方向依存性は、本発明により三次元のk空間をリング状のセグメントA、BおよびCに分割するならば除かれる。図6は相応の例をx-y断面で示す。セグメントA、BおよびCの面積はそれぞれ等しい。個々のセグメントに相応付けられた測定は、図6中に同じく示されている順序

は、図5中に示す順序と同一である。即ちここでも中央のセグメントAに対するデータは外側のセグメントBおよびCに対するデータの2倍の頻度で測定される。

【0028】k空間分割の対称性は、リング状のセグメント化の際には画像が斜めに傾く方向に長手方向を有する。例えば対象物が斜めに傾いた方向の位相コーディング血管であれば、血管の横断面は両方の位相コーディング勾配GyおよびGzの平面内に位置する。血管横断面は、第1次近似では円形平面により記述され、またこうしてリング状のk空間のセグメント化は、問題に役も良く適合している。その結果、時間的および位置的な分解能の最適な関係が得られる。必要な測定値は公知の解法に比べて減少する。何故なら、リング状のセグメントBおよびCの外側に位置するマトリックスの行は測定されないからである。

【0029】図7は、セグメントBおよびC中のデータが、時間的にそのつどの測定Aの最も近くに位置している測定から内挿により得られることを示す。

【0030】完全な像データレコードを取得するために必要な測定回数は、生データマトリックスがk空間の中で長手方向であるという事実を利用するならば、さらに減少可能である。それによって、図8中に示すように、k空間の半分のみの測定に限ることができる。この技術は半フーリエまたは四分の一フーリエ取得として知られている。

【0031】半フーリエ技術の際には、例えばx方向に60の測定点があり、またy方向に120の測定点があり、 $1 \times 1 \text{ mm}^2$ の等方性の分解能の際に選ぶことができる。

測定すべき核共鳴信号の数は、その場合、

$$n = \pi / 4 \times 60 \times 120 = 5640$$

である。

【0032】3つのリングセグメントの面積が等しい場合には、各々のセグメントは、例えば180の行を含んでいる。時間的な分解能、即ち2つの中央セグメントの時間的間隔は、その場合に3760xTR (TRはパルスシーケンスの繰り返し時間)である。3ミリ秒の繰り返し時間の場合、これは3760xTRに等しい。3760xTRは、多くのこのような測定を相殺して行い、そのために、3秒の測定時間を生ずる。時間的経過を追跡するために、このダイナミックな追跡のために十分な位置的および時間的な分解能を得ることができる。ここに示したセグメントの並びはセグメントの面積は例に過ぎないことに注意されたい。応用に際し、セグメントの並びは互いの面積比は様々な測定可能である。

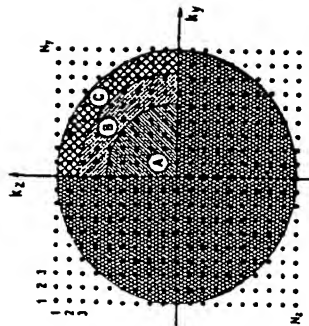
【図面の簡単な説明】

【図1】注入後の造影剤濃度の経過を示す線図。

【図2】を実行するためのパルスシーケンスの概要例を示す線図。

【図3】従来方法におけるk空間内の測定値の順序

[図5]



[図5]

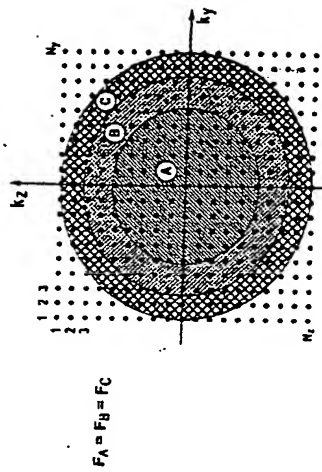
B4のセグメントの位置関係

B0-A0-C1-A1-B1-A2-C2-A3-B2-A4-C3-A5-B3-A6-C4-A7-B4-A8-C5-A9-B5A10...

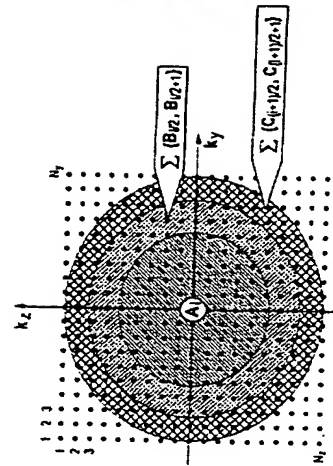
{3/4C1, 1/4C2} {1/4C1, 3/4C2} {3/4C2, 1/4C3} {1/4C3, 3/4C3} {3/4C3, 1/4C4}
 {1/4B0, 3/4B1} {3/4B1, 1/4B2} {1/4B1, 3/4B2} {3/4B2, 1/4B3} {1/4B2, 3/4B3}
 A1 A2 A3 A4 A5
 {1/4B0, 3/4B1} {3/4B1, 1/4B2} {1/4B1, 3/4B2} {3/4B2, 1/4B3} {1/4B2, 3/4B3}
 {3/4C1, 1/4C2} {1/4C1, 3/4C2} {3/4C2, 1/4C3} {1/4C3, 3/4C3} {3/4C3, 1/4C4}

[図6]

B0-A0-C1-A1-B1-A2-C2-A3-B2-A4-C3-A5-B3-A6-C4-A7-B4-A8-C5-A9-B5A10...



[図7]



[図8]

